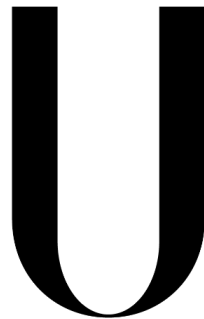


Universidade de Lisboa

Faculdade de Medicina Dentária



LISBOA

UNIVERSIDADE
DE LISBOA

**Influência da pressão de cimentação na resistência à fratura
de coroas de cerâmica híbrida cimentadas sobre margens
knife edge – Estudo piloto *in vitro***

Rafael Correia Dias

Dissertação

Mestrado Integrado em Medicina Dentária

2019

Universidade de Lisboa

Faculdade de Medicina Dentária



**Influência da pressão de cimentação na resistência à fratura
de coroas de cerâmica híbrida cimentadas sobre margens
knife edge – Estudo piloto *in vitro***

Rafael Correia Dias

Dissertação orientada pelo Professor Doutor José Fausto Carracho

Dissertação

Mestrado Integrado em Medicina Dentária

2019

Agradecimentos

Aos meus pais, por todo o amor e carinho que me deram ao longo destes 23 anos, por me ensinarem que humor e boa disposição não são antónimos de trabalho e dedicação, e por incutirem em mim a vontade de descobrir e saber cada vez mais. Esta dissertação é para eles.

Ao meu orientador, Professor Doutor José Carracho, por toda a orientação, método, rigor e sabedoria, partilhada ao longo da elaboração desta dissertação de Mestrado.

À Professora Doutora Sofia Arantes e Oliveira, por toda a ajuda na preparação e calibração da máquina de testes universal, e ao Professor Doutor Henrique Luís pela ajuda na análise estatística.

À empresa GC Dental, na pessoa da Dra. Rosalia Marcano, pela constante disponibilidade e ajuda na obtenção dos materiais utilizados no presente estudo, à Dra. Susana Martins, pela ajuda no desenho das amostras a testar e ao laboratório HiTec, na pessoa do Dr. Tiago Santos, por todo o apoio e disponibilidade na preparação das amostras testadas na presente tese.

À minha “dupla” Inês Craveiro, por todo o apoio e paciência nestes cinco anos de curso, nos bons momentos e nos menos bons, e por todos os momentos não académicos que passámos juntos, que guardo no coração junto com uma amizade que levo para a vida, e à minha “tripla” Luís Nepomuceno, que alinhou em todas as brincadeiras e partidas, mas que teve sempre uma palavra amiga quando era necessário.

Às “Marias”, Adriana Pires, Ana Rita Frade, Beatriz Fernandes, Catarina Lopes e Mariana Rebelo, por serem os “homens” mais inesperados da FMDUL, e por me acompanharem nas intermináveis horas de estudo ao longo destes 5 anos, e nas intermináveis horas de vida boémia, que espero poder reviver por muitos anos.

Ao meu padrinho Nuno Santos, e “madrinha” Inês Nascimento, por todos os conselhos, palavras amigas e vivências académicas juntos.

Aos meus afilhados Ricardo Pinto e Daniela Teixeira, por todas as horas de divertimento e trabalho em conjunto. Espero ter-vos ensinado o que é a vida académica.

Às minhas tunas, TADeL e Palatuna, por me lembrarem que a faculdade é mais do que livros e estudar, e manterem viva a minha veia de apaixonado por música.

A todos aqueles que fizeram parte deste percurso de 5 anos.

Resumo

Introdução: A necessidade de obter restaurações mais estéticas e duradouras tem levado ao desenvolvimento de materiais que mimetizam a estrutura dentária, como os blocos CAD/CAM de resina composta monolítica. Preparações dentárias com margens verticais têm vindo a conquistar popularidade. Este tipo de preparação pode condicionar o assentamento das restaurações a nível da margem, o que juntamente com materiais de resina composta pode resultar na sua fratura, devido à pouca espessura de material e à pressão exercida.

Objetivo: O objetivo deste estudo-piloto foi avaliar se um aumento da pressão realizada durante a cimentação de coroas de cerâmica híbrida sobre preparos com linha de terminação do tipo vertical se traduz na alteração da resistência à fratura das mesmas.

Materiais e Métodos: Um segundo pré-molar inferior direito foi preparado para coroa de recobrimento total com margem de terminação vertical. Após a leitura do preparo com recurso a um sistema CAD-CAM (Zirkonzahn GMBH, Áustria) foram produzidas vinte coroas recorrendo a blocos monolíticos CAD/CAM de cerâmica híbrida GC Cerasmart270® (GC Corporation, Tokyo, Japan). As vinte coroas foram aleatoriamente distribuídas por 2 grupos de 10 espécimes, de acordo com a pressão de cimentação utilizada: 49 N (Grupo 1) e 98 N (Grupo 2). Após cimentação das coroas com cimento de resina auto-adesivo GC G-CEM LinkAce® (GC Corporation, Tokyo, Japan) sobre um preparo metálico, os espécimes foram testados numa máquina de testes universal Instron (Instron Worldwide, Norwood, MA, EUA) a uma velocidade de 1 mm/min, até ocorrer fratura.

Resultados: Os valores de resistência à fratura obtidos foram de $1140,6 \pm 363,7$ N no grupo 1, e de $705,1 \pm 285$ N no grupo 2. O teste T de amostras independentes ($p < 0,05$) produziu um valor de p igual a 0,010.

Conclusão: O aumento da pressão de cimentação parece poder diminuir significativamente a resistência à fratura de coroas de cerâmica híbrida cimentadas sobre preparos metálicos com linha de terminação vertical.

PALAVRAS-CHAVE: Resistência à Fratura; Cerâmica Híbrida; *Knife-edge*; BOPT; Pressão de cimentação; Cimento auto-adesivo.

Abstract

Introduction: The need for long lasting aesthetic restorations has led to the development of materials that can mimic color, shape and tooth texture, of which composite resin CAD/CAM blocks are part. Nowadays, tooth preparation with the use of vertical margins have an increased popularity. This type of preparation may affect restoration searing, which associated with the use of indirect composite restorations may lead to fracture of the margins of the restoration, due to its low material thickness and induced pression.

Objective: The objective of this pilot study was to assess if an increase in pressure during cementation of hybrid ceramic crowns over preparations with a vertical margin lead to less fracture resistance.

Materials and Methods: A lower right second premolar tooth was prepared for a full coverage crown, with a vertical margin termination. After reading the preparation using a CAD-CAM system (Zirkonzahn GMBH, Áustria), twenty GC Cerasmart270® (GC Corporation, Tokyo, Japan) monolithic crowns were produced. All twenty crowns were randomly distributed over two groups of ten specimens each, according to the used luting pressure: 49 N (group 1) and 98 N (group 2). After luting the crowns with GC G-CEM LinkAce® (GC Corporation, Tokyo, Japan) self-adhesive resin cement over a metallic preparation, the specimens were tested in an Instron universal testing machine (Instron Worldwide, Norwood, MA, EUA), with a crosshead speed of 1 mm/min, until fracture occurred.

Results: Fracture resistance values obtained were of $1140,6 \pm 363,7$ N in group 1, and $705,1 \pm 285$ N in group 2. T-test for independent samples ($p < 0,05$) showed a p value of 0,010.

Conclusion: An increase in luting pressure significantly seems to reduce fracture resistance in hybrid ceramic crowns, luted over preparations with a vertical margin.

KEYWORDS: *In vitro* Study; Hybrid Ceramics; BOPT; Luting pressure; Self-Adhesive Cements

Índice

Agradecimentos.....	i
Resumo	iii
Abstract.....	iv
Índice de Tabelas.....	vi
Índice de Figuras	vii
Índice de Abreviaturas.....	viii
1. Introdução.....	1
1.1 Utilização da tecnologia CAD/CAM em Medicina Dentária.....	1
1.2 Blocos monolíticos CAD/CAM de resina composta monolítica.....	2
1.3 Preparação dentária para coroas de recobrimento total.....	3
1.4 Propriedades físicas, químicas e mecânicas dos cimentos dentários.....	5
1.5 Cimentos resinosos	7
1.6 Pressão aplicada durante a cimentação.....	8
2. Objetivos	10
3. Materiais e Métodos	11
3.1 Preparação dos espécimes dentários.....	12
3.2 Leitura do preparo dentário	13
3.3 Cimentação dos espécimes	16
3.4 Teste de resistência à fratura	17
3.5 Análise Estatística	19
4. Resultados	20
4.1 Estatística Descritiva	20
4.2 Análise Estatística	22
5. Discussão.....	24
6. Conclusão.....	29
7. Referências Bibliográficas	30

Índice de Tabelas

Tabela 1 - Materiais em avaliação no estudo.	11
Tabela 2 - Valores de resistência à fratura obtidos, em Newton.	20
Tabela 3 - Valores médios de resistência à fratura \pm desvio-padrão, em cada grupo....	21
Tabela 4 - Resultados do teste estatístico de Shapiro-Wilk para normalidade das variáveis em estudo.	22
Tabela 5 - Resultados dos testes estatísticos realizados.	22

Índice de Figuras

Figura 1 – Preparação dentária de 2º pré-molar superior com margem knife edge, utilizada para fabricar as coroas de cerâmica híbrida, em vista oclusal e lateral.	12
Figura 2 - Scanner Zirkonzahn S600 ARTI (Zirkonzahn GMBH, Áustria), utilizado na leitura do preparo dentário.....	13
Figura 3 - Coroa desenhada no software Zirkonzahn.Modellier (Zirkonzahn GMBH, Áustria).	14
Figura 4 - Coroas fresadas a partir de blocos monolíticos CAD/CAM de cerâmica híbrida GC Cerasmart270® (GC Corporation, Tokyo, Japan).	14
Figura 5 - Réplica do dente preparado em liga de cromo-cobalto Zirkonzahn Sintermetall (Zirkonzahn GMBH, Áustria), que foi utilizada durante os ensaios mecânicos.	15
Figura 6 - Fresadora M5 Heavy Metal (Zirkonzahn GMBH, Áustria), utilizada na fresagem das coroas desenhadas, e da réplica do dente preparado em liga de cromo-cobalto.	15
Figura 7 - Cimento de resina auto-adesivo GC G-CEM LinkAce® (GC Corporation, Tokyo, Japan).	16
Figura 8 - Coroa cimentada sobre o preparo, apoiado sobre uma base em silicone de consistência putty.	17
Figura 9 - Máquina de testes universal Instron, utilizada para testar as coroas quanto à sua resistência.	18

Índice de Abreviaturas

CAD/CAM – *Computer-aided Design/Computer-aided Machining*

PICN – *Polymer Infiltrated Ceramic Network*

UDMA – Uretano de Metilmetacrilato

TEG-DMA – Trietileno Glicol Dimetilmetacrilato

Bis-GMA – Bisfenol A-glicidil Metacrilato

BOPT – *Biologically Oriented Preparation Technique*

1. Introdução

1.1 Utilização da tecnologia CAD/CAM em Medicina Dentária

A necessidade de obter restaurações cada vez mais estéticas e duradouras, conduziu a uma crescente procura de materiais que possibilitem mimetizar a cor, forma e textura dentária. Estes materiais devem permitir obter restaurações que recobrem parcial ou totalmente a coroa clínica do dente, possibilitando recuperar dentes com destruição extensa da sua estrutura, restaurando a estética e a função.

A utilização destes materiais foi facilitada e exponenciada pela introdução em medicina dentária de tecnologia CAD/CAM por Duret no início da década de 70. A partir de então, passou a ser possível a fresagem de restaurações protéticas a partir de blocos de materiais cerâmicos. (1)

O sistema CAD/CAM é composto por três componentes principais. O primeiro componente é um scanner, que converte a preparação dentária para informação digital, a ser analisada e processada pelo computador. O segundo componente é o software, responsável por processar a informação obtida. Através da imagem tridimensional adquirida é possível desenhar e modelar a restauração final. Dependendo da aplicação, fornece informação e dados relativos ao produto que se pretende obter. O terceiro e último componente é um dispositivo de fresagem que vai converter a informação digital no produto desejado. (2)

A introdução da tecnologia CAD/CAM veio limitar a necessidade de impressões pelo método tradicional com elastómeros quando são utilizados *scanners* intraorais, permitir a fabricação de restaurações pelo método *chairside*, reduzir o número de consultas e procedimentos laboratoriais, padronizar procedimentos e minimizar o erro entre etapas provocados pelas alterações dimensionais dos materiais, minorar erros humanos e obter uma melhor adaptação a nível marginal, quando comparado com a impressão convencional. (3)

Os materiais passíveis de ser utilizados com esta tecnologia incluem cerâmicas estéticas e de alta resistência tais como felspáticas, dissilicato de lítio e zircónia, resinas compostas e resinas nanocerâmicas. Estes materiais podem ser utilizados como blocos ou discos para fresagem, apresentando alta resistência e excelentes propriedades

estéticas, em termos de cor e textura, bem como um efeito “camaleão”, mascarando imperfeições como a cor do substrato. (4)

A fresagem dos materiais pode ser efetuada em duas fases distintas. A fresagem pode ser feita a partir de um bloco completamente sinterizado, já no seu tamanho final, ou a partir de um bloco parcialmente sinterizado, como é o caso da zircónia, que é depois sinterizado num forno específico, sendo assim mais fácil a sua fresagem e reduzindo o desgaste das máquinas e de brocas. Ambas as técnicas são usadas em medicina dentária, tendo as suas vantagens e desvantagens.

1.2 Blocos monolíticos CAD/CAM de resina composta monolítica

Dentro dos diferentes tipos de materiais que podem ser fresados, existem os blocos CAD/CAM de resina composta monolítica. Os procedimentos utilizados para obter estes blocos, em condições ideais de pressão e temperatura, permitem obter um material com uma estrutura mais homogênea, diminuindo a presença de poros e fissuras e aumentando a sua resistência, em comparação com o método clássico direto. (5)

Estes blocos podem ser classificados em vários tipos, dependendo da sua microestrutura: com partículas de carga dispersas ou em matriz cerâmica infiltrada por polímeros (PICN). Os blocos de resina com partículas de carga dispersas apresentam uma matriz que pode ser constituída por Uretano Dimetilmetacrilato (UDMA), Trietilen Glicol Dimetilmetacrilato (TEG-DMA) ou Bisfenol A-glicidil Metacrilato (Bis-GMA), impregnada por partículas de carga de vidro à base de sílica. Por outro lado, os blocos PICN substituem vidro por um polímero, maioritariamente constituído por carbono. (6)

Os blocos de resina composta podem ser processados pelo sistema CAD-CAM, sem que o paciente precise de múltiplas consultas para completar o tratamento, apresentando ao mesmo tempo propriedades superiores às das resinas compostas diretas. (7,8) O seu método de fabrico permite obter um material mais homogêneo, com maior estabilidade a longo-prazo, melhor biocompatibilidade devido a um maior grau de conversão do monómero e melhor comportamento ao desgaste. (9) Em termos estéticos, a estabilidade da cor é comparável à das cerâmicas vítreas, e significativamente superior à observada em resinas convencionais. (10)

Atualmente, os blocos CAD/CAM de resina composta indireta estão indicados em restaurações unitárias, tais como *inlays*, *onlays*, facetas e coroas unitárias dento e implanto-suportadas, tanto no setor anterior, como no setor posterior. (6, 11)

Contudo, apesar de os diferentes blocos de cerâmica híbrida existentes no mercado já terem sido estudados quanto às suas propriedades físicas e mecânicas (7-10), atualmente não existem estudos que avaliem a influência de diferentes pressões de cimentação na resistência à fratura destes materiais quando utilizados em coroas de revestimento total.

1.3 Preparação dentária para coroas de recobrimento total

Previamente à fabricação de qualquer restauração do tipo coroa, uma preparação do dente ou dentes a reabilitar deve ser feita. Esta preparação dentária visa a remoção de estrutura dentária, de forma anatômica, no sentido de criar espaço para as restaurações de diversos materiais, desde compósito a cerâmica.

A preparação dentária ideal para uma coroa, deve obedecer a regras de forma a satisfazer diversos requisitos biológicos, mecânicos e estéticos. Deve ter em conta a preservação de estrutura dentária, e permitir obter uma oclusão harmoniosa após a colocação da restauração, fornecendo proteção contra fraturas dentárias. O preparo dentário deve favorecer a retenção da coroa e permitir resistência à fratura da mesma.

Em termos de terminação marginal, a preparação dentária pode exibir uma margem supragengival, subgengival ou justagengival.

A margem da preparação pode também ser classificada quanto ao ângulo entre a projeção vertical da superfície externa do dente e a sua superfície preparada. Kuwata classificou este ângulo, denominado ângulo marginal, em relação à sua amplitude. Um ângulo entre 0 e 30 graus é denominado um bisel. Se por outro lado, a amplitude deste ângulo se encontrar entre 31 e 60 graus, é classificado como uma margem em chanfro. Já se este ângulo tiver entre 61 e 90 graus, é considerada uma margem em ombro. (12)

Contudo, o ângulo marginal pode ser superior 90 graus. Pardo denominou então este tipo de preparações, em que o ângulo marginal é superior a 90, como preparação vertical. (13) Estas margens são frequentemente infragengivais, havendo determinados fatores a ter em conta aquando da sua realização.

A colocação da margem infragengival não deve resultar na invasão do espaço biológico. Classicamente, este foi definido como o conjunto dos tecidos que constituem a região acima da crista óssea, terminando na margem gengival livre, composto por fibras gengivais, tecido conjuntivo e epitélio juncional, com uma espessura aproximada de 2 mm. (14)

A colocação da margem a um nível infragengival pode estar indicada em diferentes casos: quando existem cáries infragengivais no dente a reabilitar, em que a remoção de cárie abaixo dos tecidos vai obrigatoriamente tornar a margem infragengival. A margem infragengival é também indicada quando é necessário aumentar a área do preparo dentário para retenção e resistência, quando é necessário criar alterações significativas de contorno com a restauração, e em casos em que a margem deva ser escondida, por apresentar uma cor diferente da desejada na reabilitação. É também indicada a colocação da margem infragengival quando o material restaurador apresenta características óticas diferentes do dente natural. (15, 16)

Quando a margem é preparada a nível infragengival, algumas considerações relativas ao material restaurador devem ser verificadas, sendo necessário manter o perfil de emergência adequado, de forma a reduzir a retenção de placa bacteriana e inflamação iatrogênica. Além disso, a margem da restauração deve estar bem adaptada à margem do preparo, dado que margens abertas e sobrecontornos associados a margens infragengivais são zonas propensas à acumulação de microrganismos patogênicos, sendo a higiene oral dessas regiões limitada, pelo que estão associadas a inflamação crônica e maior perda de inserção. A quantidade de gengiva aderente presente deve ser adequada, e o espaço biológico respeitado, para evitar a ocorrência de inserção conjuntiva e migração apical dos tecidos. (17)

Dentro das preparações verticais, temos margens do tipo *feather edge*, *knife edge* ou *shoulderless*, nas quais não há uma margem de assentamento da coroa, requerendo assim uma terminação aguda da restauração. Este tipo de preparações é frequentemente indicado em casos de doença periodontal, em que é frequente observar-se recessão gengival. É também utilizada quando a preparação de uma terminação horizontal iria resultar numa remoção substancial de estrutura dentária. Outras situações que podem estar indicadas para preparações verticais envolvem tratamento de dentes com tratamento endodôntico, dentes vitais em indivíduos jovens e dentes afetados por cárie no terço cervical da coroa clínica. (18)

Foi observado que, em termos de adaptação marginal, o preparo *feather* ou *knife edge* apresenta a menor fenda marginal, quando comparado com diferentes tipos de preparo, nomeadamente ombro reto, ombro a 45°, ombro com bisel paralelo, chanfro com bisel paralelo, ombro reto com um bisel de 45° e ombro reto com bisel de 30°. (19)

Tendo este tipo de preparações dentárias ressurgido recentemente com a utilização de novas técnicas, torna-se importante conhecer qual a resposta em termos de propriedades mecânicas dos materiais atualmente utilizados, nomeadamente de resinas compostas indiretas, de forma a perceber se poderá existir alguma indicação clínica para a utilização dos mesmos sobre preparações verticais.

A preparação vertical é hoje utilizada através da técnica de preparação BOPT – *Biologically Oriented Preparation Technique*, que assenta no princípio da manipulação dos tecidos moles aquando da preparação dentária para colocação de uma coroa de revestimento total, sendo indicada em pacientes cuja coroa clínica não corresponde à coroa anatómica. (20) A margem é posicionada com base na informação fornecida pelos tecidos gengivais. Em termos clínicos, apresenta vantagens como uma invasão controlada do sulco gengival, permitindo colocar a margem mais apical ou coronal, modelação do perfil de emergência da coroa e menor destruição de estrutura dentária. Em termos biológicos, permite aumento da espessura gengival, aumento da estabilidade gengival ao longo do tempo e possibilidade de tornar a margem mais infragengival, através da remodelação do perfil de emergência da coroa. (20)

Após a preparação dentária, é necessário colocar sobre esta uma restauração protética, de forma a reabilitar o dente. Contudo, a união da restauração ao dente requer um meio de retenção mecânica e/ou química, não bastando as propriedades de retenção e resistência conferidas ao preparo dentário.

1.4 Propriedades físicas, químicas e mecânicas dos cimentos dentários

A união da restauração protética ao dente a reabilitar é feita através de cimentos dentários. Os agentes de cimentação fornecem um agente de ligação entre a restauração protética fixa e a estrutura dentária preparada. Tradicionalmente, o cimento de fosfato de zinco é considerado o *gold standard*, apesar das suas muitas desvantagens documentadas, como solubilidade e falta de adesão. (21)

Atualmente, bastantes materiais alternativos foram introduzidos no mercado, com o objetivo de colmatar as falhas apresentadas pelos primeiros cimentos. (21)

O cimento ideal deve obedecer a determinadas propriedades biológicas, mecânicas, estéticas e de manipulação. (21)

Um cimento ideal deve ser biocompatível, ou seja, ter pouca interação com os tecidos e fluídos corporais. Deve também permitir a inibição de placa bacteriana e/ou cáries, uma das principais causas de falha das restaurações (21) . Assim, o cimento deverá prevenir ativamente lesões de cárie na interface dente-restauração. Uma restauração cimentada com um cimento ideal deverá também resistir a microinfiltrações, sendo estas associadas a uma resposta pulpar adversa e redução da longevidade da restauração. Em termos mecânicos, um cimento ideal deverá ser resistente à aplicação de forças e ao desgaste, bem como resistente à dissolução pelos fluídos orais, apresentando baixa solubilidade. A absorção de água pelo cimento é também prejudicial à sua longevidade, sendo de evitar idealmente. Esteticamente, um cimento ideal não deverá ser suscetível a alterações de cor, que poderão influenciar a cor da restauração, e deverá ser radiopaco, para que permita ao clínico distinguir entre o cimento e possível cárie secundária, bem como detetar excessos de cimento. Em termos de manipulação, um cimento ideal deverá apresentar uma baixa espessura de filme e viscosidade, tempo de trabalho e manipulação adequados. (21)

Atualmente, nenhum dos cimentos existentes no mercado preenche estes requisitos na íntegra.

Existem vários tipos de cimentos disponíveis para utilização em medicina dentária. Dentro dos cimentos convencionais, o primeiro cimento a ser utilizado foi o cimento de fosfato de zinco, com mais de 100 anos de utilização com sucesso, e mais tarde o cimento de silicofosfato de zinco. O cimento à base de óxido de zinco eugenol surgiu também na mesma altura. Já no século vinte, outros cimentos foram sendo desenvolvidos, como o cimento de policarboxilato de zinco, o cimento de ionómero de vidro e o cimento de ionómero de vidro modificado com resina. (21)

Na década de 1950, surgiram os primeiros cimentos de resina à base de metilmetacrilato, com propriedades físicas fracas, como alta contração de polimerização e microinfiltração devido ao baixo conteúdo de partículas de carga e na década de 1990, os cimentos de resina adesivos. (22)

Os cimentos convencionais, como o fosfato de zinco e policarboxilato de zinco, são designados por cimentos “passivos”, uma vez que a retenção é obtida através da relação mecânica entre as superfícies ásperas do dente e da coroa e o cimento. Por outro lado, os cimentos como os de resina composta são considerados materiais “ativos”, na medida em que há uma interação adesiva com a dentina, através de uma ligação micromecânica com a formação de uma camada híbrida, e adesão aos materiais dentários. (22)

1.5 Cimentos resinosos

Os cimentos resinosos podem ser classificados, quanto à sua técnica de utilização, como *Total Etch*, *Self-Etch* e *Self-Adhesive*. (23) Os cimentos *Total Etch* usam ácido fosfórico e adesivo para ligar o cimento ao dente, apresentando propriedades mecânicas superiores e melhor retenção. Este tipo de cimentos apresentam a maior força de ligação de entre os vários cimentos de resina, contudo requerem um procedimento de aplicação com múltiplos passos, que pode ser sensível à técnica, podendo levar a sensibilidade pós-operatória e cujo resultado clínico é dependente da técnica do operador, tipo de restauração, características do material restaurador e condições intraorais. (24)

Os cimentos *Self-Etch* utilizam um *primer* ácido no condicionamento do dente, seguido da aplicação do cimento sobre o *primer* para formar uma ligação entre o dente e a restauração. Os cimentos de resina que surgiram no mercado são denominados Auto-adesivos (*Self-Adhesive*), sendo cimentos de dupla polimerização que podem aderir a uma superfície dentária sem tratamento prévio com *primer*, ácido, agente de ligação ou micro-abrasão. A sua força de adesão é semelhante aos cimentos *Self-Etch*, com uma cimentação em apenas um passo, e ultrapassando assim as limitações dos cimentos *Total Etch*. (24)

Este tipo de cimentos é baseado em polímeros preenchidos, desenhados para aderir à estrutura dentária, sem a necessidade de um adesivo em separado, ou ácido. Os cimentos auto-adesivos apresentam na sua constituição uma matriz orgânica com metacrilatos de ácido fosfórico multifuncionais ou monómeros acídicos. Encontram-se também presentes sistemas iniciadores de oxidação-redução, componentes foto-iniciadores baseados na canforoquinona e pigmentos. Os monómeros presentes no cimento são responsáveis pela desmineralização do esmalte e dentina, e formam um sal

estável contendo principalmente cálcio. A concentração destes monómeros acídicos deve ser tal que evite hidrofília, mas permita a adesão à estrutura dentária. (25)

O conteúdo de preenchimento corresponde a 60-75% do peso total e é constituído por vários tipos de vidro, sílica e quartzo. Sendo solúveis por ácidos, permitem a neutralização da acidez da resina e a libertação de sódio, cálcio, silicato e iões de flúor, que fazem parte da reação de presa ou são apenas libertados localmente. Estes monómeros vão determinar o comportamento físico e as propriedades mecânicas do cimento. Contudo, devido ao baixo pH dos componentes acídicos do cimento, um oxidante tolerante ao ácido, como hidroperóxido de cumeno, é adicionado à parte acídica da formulação, e várias tioureias são adicionadas como agentes redutores à parte não-acídica. Para induzir a fotopolimerização pela luz visível, canforoquinona e/ou óxido difenil-(2,4,6-trimetilbenzoil) fosfino são adicionados aos componentes acídicos, enquanto que aminas terciárias são incorporadas nos componentes não acídicos. (25)

Os cimentos auto-adesivos são de fácil manipulação, apresentam a propriedade de auto-adesão, retenção micromecânica e não são suscetíveis a alterações dimensionais. Estes cimentos são menos sensíveis à técnica de aplicação, pelo que erros como *overwetting* ou *overdrying* do dente são menos passíveis de acontecer. (26, 27)

Em termos de propriedades físicas, são superiores aos cimentos convencionais, apresentando boa resistência à compressão e microdureza. (29)

A espessura do filme produzido por estes cimentos é suficiente para a cimentação de coroas unitárias. (29-31)

1.6 Pressão aplicada durante a cimentação

A pressão aplicada durante a cimentação de restaurações protéticas pode aumentar as forças de adesão e reduzir a interferência de fluídos da dentina subjacente, na cimentação com cimentos de resina com dupla polimerização. (32)

É reportado também que a força de cimentação do fosfato de zinco aumenta com o aumento da força aplicada (33), e que a espessura do cimento diminui proporcionalmente à força aplicada. (34) O assentamento da restauração protética melhora também com o aumento da pressão de cimentação (35), com pressões de

assentamento até 5 kg. Pressões superiores não apresentaram melhorias significativas do assentamento das restaurações protéticas. (36)

Apesar de poderem ser encontrados estudos na literatura que estudam a influência da pressão de cimentação na resistência à fratura de coroas, nomeadamente com cimentos passivos, o mesmo não pode ser dito acerca de cimentos de resina, quando utilizados em conjunto com cerâmicas híbridas.

Atualmente, a técnica BOPT tem vindo a ser cada vez mais utilizada como forma de manipular os tecidos moles, e criar um perfil de emergência adequado. Contudo, este tipo de preparação leva a que não haja um assentamento da restauração sobre a margem, ao contrário do que ocorre nas restaurações sobre margens horizontais, o que pode resultar na fratura das restaurações junto à mesma, devido à pouca espessura de material, necessário para manter uma emergência adequada.

Assim, e segundo a literatura, que nos diz que um aumento da pressão de cimentação leva a que ocorra um aumento das forças de adesão, reduz a interferência de fluídos dentinários, diminui a espessura de cimento entre a restauração e o dente e leva a um melhor assentamento da restauração protética (33-36), este estudo propõe-se a testar se um aumento da pressão realizada durante a cimentação de coroas de cerâmica híbrida sobre preparos *knife edge* se traduz na diminuição da resistência à fratura das mesmas.

2. Objetivos

O objetivo do presente estudo laboratorial piloto é avaliar o comportamento de coroas de resina composta monolítica quanto à sua resistência à fratura, previamente cimentadas com diferentes pressões de cimentação sobre margens verticais, segundo as seguintes hipóteses:

H0: O aumento da pressão de cimentação não diminui significativamente a resistência à fratura de coroas de cerâmica híbrida cimentadas sobre preparos *knife edge*.

H1: O aumento da pressão de cimentação diminui significativamente a resistência à fratura de coroas de cerâmica híbrida cimentadas sobre preparos *knife edge*.

3. Materiais e Métodos

No presente estudo, foi avaliado o comportamento de coroas de resina composta monolítica quanto à sua resistência à fratura, previamente cimentadas com diferentes pressões de cimentação sobre margens verticais.

Foram utilizadas coroas fresadas a partir de blocos monolíticos CAD/CAM de cerâmica híbrida GC Cerasmart270® (GC Corporation, Tokyo, Japan), cimentados com recurso a cimento de resina auto-adesivo GC G-CEM LinkAce® (GC Corporation, Tokyo, Japan).

Tabela 1 - Materiais em avaliação no estudo.

Produto	Material	Fabricante	Lote	Composição
G-CEM Link Ace	Cimento de resina auto-adesivo	GC Corporation, Tokyo, Japan	180611B	Pasta A: <ul style="list-style-type: none"> • UDMA (10-20%) • Dimetilmetacrilato (10-20%) Pasta B: <ul style="list-style-type: none"> • UDMA (25-50%) • Dimetilmetacrilato (5-10%) • Monómero éster de Ácido Fosfórico (1-5%) • Iniciador (<1%) • Estabilizador (<0,5%)
GC Cerasmart 270	Bloco de resina composta indireta	GC Corporation, Tokyo, Japan		<ul style="list-style-type: none"> • Matriz de resina (23%) • Partículas de carga (77%)
Zirkonzahn Sintermetall	Liga de crómio-cobalto pré-sinterizada	Zirkonzahn GMBH, Áustria		<ul style="list-style-type: none"> • Cobalto (66%) • Crómio (27%) • Molibdénio (5%) • Carbono e Azoto (<1%)

Segundo o fabricante, a cerâmica híbrida GC Cerasmart270® (GC Corporation, Tokyo, Japan) apresenta uma resistência à flexão de 230 MPa e um módulo de elasticidade de 7,5 GPa.

3.1 Preparação dos espécimes dentários

Foi preparado um dente tipodonte 2º pré-molar inferior direito (KaVo GmbH®, Alemanha) em Frasaco (KaVo GmbH®, Alemanha) para coroa de revestimento total, com uma redução axial de 1,5 mm, redução oclusal de 2,0 mm, bisel das cúspides funcionais e preparação da margem em gume de faca (*knife edge*) (Figura 1), como descrito por Loi (20).

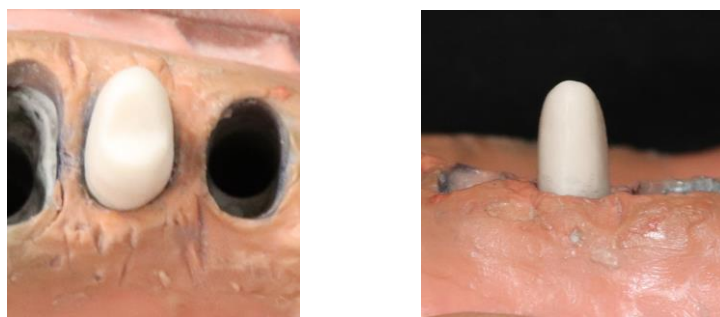


Figura 1 – Preparação dentária de 2º pré-molar superior com margem *knife edge*, utilizada para fabricar as coroas de cerâmica híbrida, em vista oclusal e lateral.

Foram realizados sulcos de orientação axiais com 1 mm de profundidade, com recurso a uma broca tronco-cônica com 1 mm de diâmetro de extremidade arredondada (FG G850.010, Edenta AG, Hauptstrasse, Suíça) sendo realizada a redução entre os sulcos, com manutenção da sua morfologia. A redução oclusal foi realizada com recurso a uma broca em chama com 1 mm de diâmetro de extremidade arredondada (FG G379.012, Edenta AG, Hauptstrasse, Suíça), com marcação de sulcos de orientação de 1 mm, e redução do dente entre os sulcos. O bisel das cúspides funcionais foi realizado com broca tronco-cônica com 1 mm de diâmetro de extremidade arredondada (FG G850.010, Edenta AG, Hauptstrasse, Suíça), com inclinação de 45° em relação ao longo eixo do dente. A preparação da margem foi realizada com broca de fissuras (FG G59L.314, Edenta AG, Hauptstrasse, Suíça). O acabamento e polimento do preparo dentário foi realizado com broca de pedra verde (Abrasive 025, Edenta AG, Hauptstrasse, Suíça), e borracha de polimento de grão fino (Exa Intrapol 050, Edenta

AG, Hauptstrasse, Suíça), para arredondamento de arestas e regularização da superfície rugosa do preparo.

3.2 Leitura do preparo dentário

Após a preparação do dente, este foi fixado numa base em plasticina, e feita a leitura do mesmo com um *scanner* Zirkonzahn S600 ARTI (Zirkonzahn GMBH, Áustria) (Figura 2), através do *software* Zirkonzahn.Scan (Zirkonzahn GMBH, Áustria), de acordo com as instruções do fabricante. Através do *software* Zirkonzahn.Modellier (Zirkonzahn GMBH, Áustria), foi feito o desenho de uma coroa anatómica sobre a preparação obtida (Figura 3).



Figura 2 - *Scanner* Zirkonzahn S600 ARTI (Zirkonzahn GMBH, Áustria), utilizado na leitura do preparo dentário.

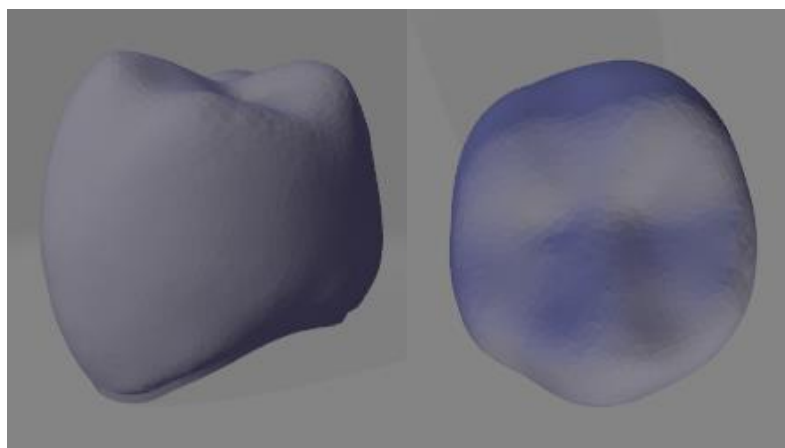


Figura 3 - Coroa desenhada no *software* Zirkonzahn.Modellier (Zirkonzahn GMBH, Áustria).

Após o desenho da coroa, foram fresadas 20 réplicas da mesma a partir de blocos monolíticos CAD/CAM de cerâmica híbrida GC Cerasmart270® (GC Corporation, Tokyo, Japan) (Figura 4), com recurso a uma fresadora M5 Heavy Metal (Zirkonzahn GMBH, Áustria) (Figura 5), bem como uma réplica do dente preparado em liga de cromo-cobalto Zirkonzahn *Sintermetall* (Zirkonzahn GMBH, Áustria) que foi utilizada durante os ensaios mecânicos (Figura 6).

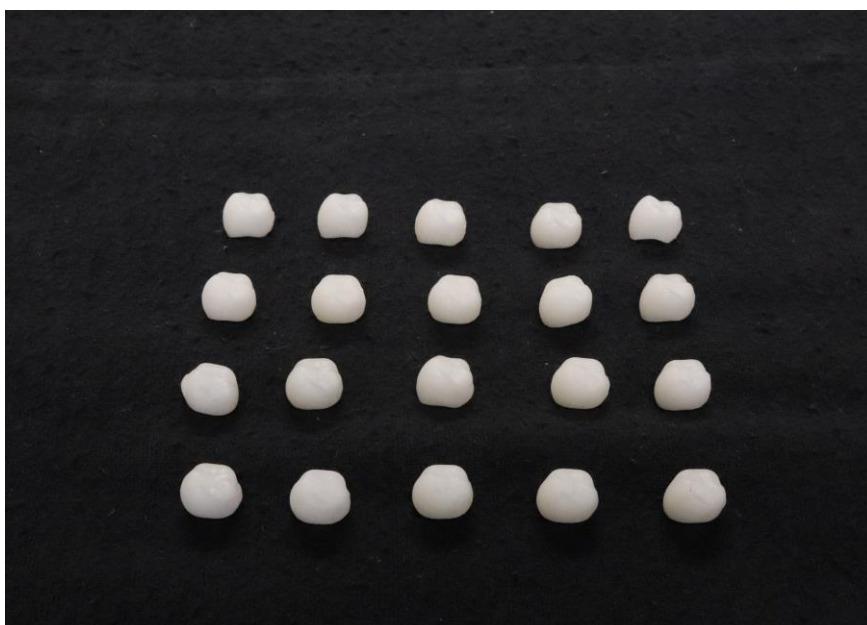


Figura 4 - Coroas fresadas a partir de blocos monolíticos CAD/CAM de cerâmica híbrida GC Cerasmart270® (GC Corporation, Tokyo, Japan).



Figura 5 - Réplica do dente preparado em liga de cromo-cobalto *Zirkonzahn Sintermetall* (Zirkonzahn GMBH, Áustria), que foi utilizada durante os ensaios mecânicos.

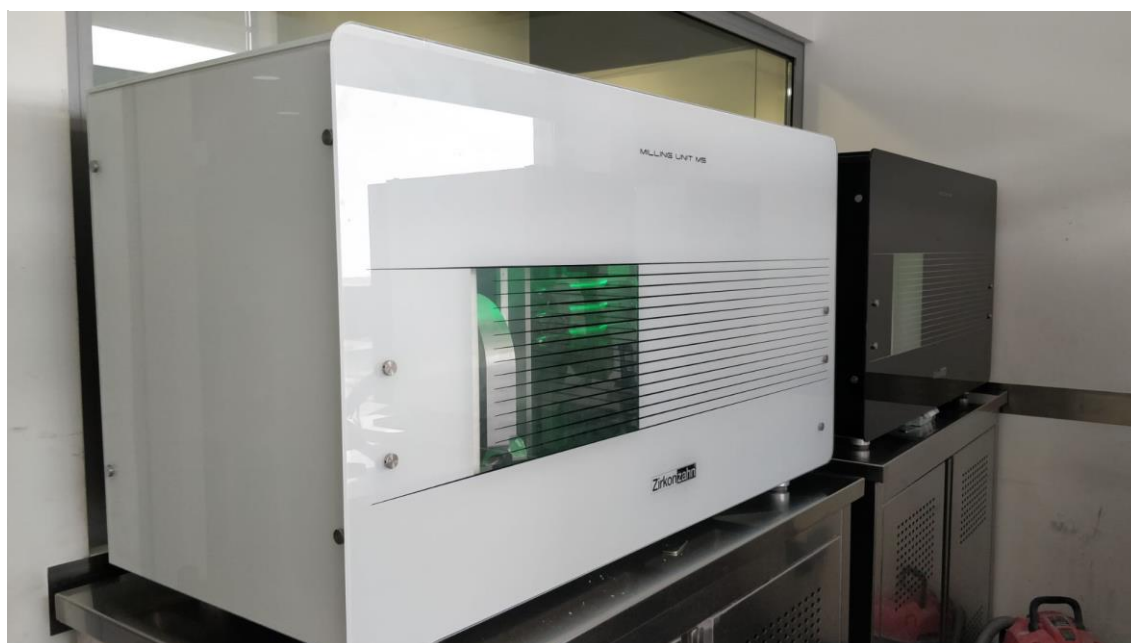


Figura 6 - Fresadora M5 Heavy Metal (Zirkonzahn GMBH, Áustria), utilizada na fresagem das coroas desenhadas, e da réplica do dente preparado em liga de cromo-cobalto.

As coroas fresadas (n=20) foram distribuídas aleatoriamente em 2 grupos, com 10 espécimes por grupo, de acordo com a pressão de cimentação a ser utilizada. O grupo 1 (n=10) foi sujeito a uma pressão de cimentação de 49N, correspondente a 5 kg, durante 1 minuto, e o outro, grupo 2 foi cimentado com uma pressão de 98N, correspondente a 10 kg, durante 1 minuto.

3.3 Cimentação dos espécimes

A cimentação das coroas sobre o preparo da réplica em crômio-cobalto foi feita utilizando o cimento de resina auto-adesivo GC G-CEM LinkAce® (GC Corporation, Tokyo, Japan) (Figura 7), seguindo as normas do fabricante. Para cada espécime, e antes da cimentação, foi feita a lavagem, limpeza e secagem prévia da réplica do preparo produzida em crômio-cobalto com uma compressa embebida em água e seca com jato de ar livre de óleos, com objetivo de garantir uma superfície limpa e livre de detritos. Foi feito o jateamento da superfície interna das coroas com óxido de alumínio de 50 μ m (0.15 MPa/1.5 bar) (Basic classic 2945-2026, Renfert GmbH, Hilzingen, Alemanha) a uma distância de 5mm. Para a cimentação de cada espécime o cimento foi dispensado através de uma ponta auto-misturadora, e feito o preenchimento das paredes internas da coroa através da utilização de um pincel de acordo com as instruções do fabricante. A coroa foi colocada sobre o preparo, e foi exercida a pressão estabelecida para cada grupo de estudo (Figura 8).



Figura 7 - Cimento de resina auto-adesivo GC G-CEM LinkAce® (GC Corporation, Tokyo, Japan).

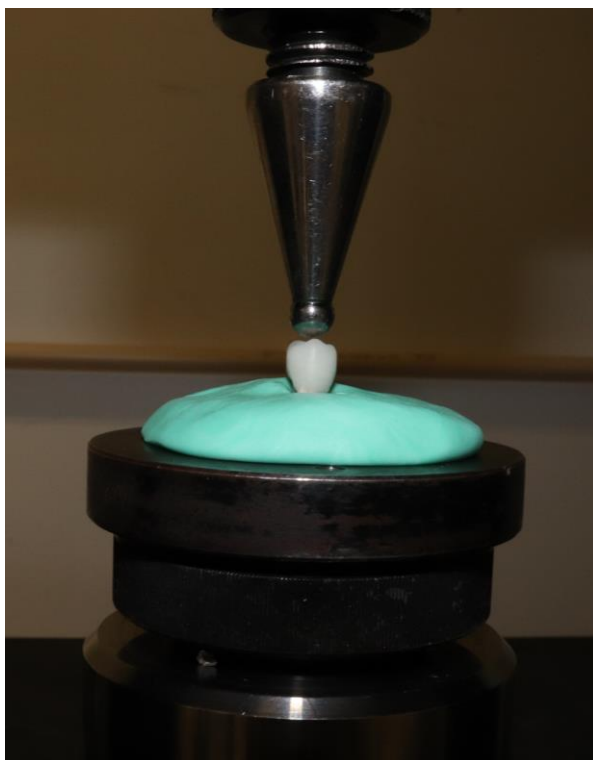


Figura 8 - Coroa cimentada sobre o preparo, apoiado sobre uma base em silicone de consistência *putty*.

Após a aplicação da pressão estabelecida para cada grupo, procedeu-se à remoção dos excessos de cimento após foto-polimerização de todas as superfícies por 1 segundo, seguida de fotopolimerização por 20 segundos de todas as superfícies/margens.

Após o ensaio mecânico de cada de cada espécime, os fragmentos de cerâmica híbrida e o cimento foram removidos da réplica do preparo com recurso a jato de óxido de alumínio.

O processo descrito foi repetido para as restantes coroas do grupo.

3.4 Teste de resistência à fratura

O teste de resistência à fratura foi realizado numa máquina de testes universal Instron (Instron Worldwide, Norwood, MA, EUA) (Figura 9). O preparo foi estabilizado com silicone de consistência *putty* R&S Turboflex® (R&S, França), com 50 milímetros de diâmetro e 5 milímetros de espessura, e foi utilizada uma ponta

esférica de 6 mm de diâmetro, movida a uma velocidade de 1 mm/min. Depois de posicionado o espécime sobre o estilete com ponta esférica, o espécime, correspondente à coroa cimentada sobre o dente, foi centrado na face oclusal de forma perpendicular à mesma e foi exercida força vertical em direção à coroa cimentada sobre o preparo, até ocorrer fratura da mesma. Foi registrada o valor à qual ocorreu fratura, em Newton (N).



Figura 9 - Máquina de testes universal Instron, utilizada para testar as coroas quanto à sua resistência.

3.5 Análise Estatística

A análise estatística foi realizada com recurso ao software *SPSS Statistics 25* (SPSS Inc., Chicago, IL, USA). A estatística descritiva da força à qual ocorreu fratura das coroas foi realizada, e apresentada em tabelas. Foi avaliado o poder da amostra, recorrendo ao software *G*Power* (G*Power 3.1.3, Kiel, D).

A normalidade das variáveis foi avaliada recorrendo ao teste estatístico de *Shapiro-Wilk*, e análise estatística dos resultados obtidos foi feita com recurso ao teste T de amostras independentes, sendo o intervalo de confiança utilizado inferior a 5% ($p < 0,05$).

4. Resultados

4.1 Estatística Descritiva

Após realização dos testes de resistência mecânica, foram registrados os valores de resistência à fratura obtidos nos dois grupos em Newton (N), encontrando-se estes representados na Tabela 2.

Tabela 2 - Valores de resistência à fratura obtidos, em Newton.

Grupo 1	Resistência à Fratura	Grupo 2	Resistência à Fratura
	(N)		(N)
Espécime 1	986,7	Espécime 1	1242,0
Espécime 2	1783,0	Espécime 2	461,6
Espécime 3	851,6	Espécime 3	987,0
Espécime 4	1591,0	Espécime 4	483,8
Espécime 5	1015,0	Espécime 5	586,1
Espécime 6	980,9	Espécime 6	418,2
Espécime 7	777	Espécime 7	520,1
Espécime 8	1078	Espécime 8	736,4
Espécime 9	791,3	Espécime 9	910,9
Espécime 10	1551,0	Espécime 10	-

Grupo 1 – 5 kg de força; Grupo 2 – 10 kg de força.

Observou-se, durante o teste de resistência à fratura, que o valor mais alto obtido foi de 1783 N, no grupo 1, sujeito a uma pressão de cimentação de 5 kg. Por outro lado, o valor mais baixo de resistência à fratura obtido foi de 418,2 N, no grupo 2, sujeito a uma pressão de cimentação de 10 kg.

Os valores médios de resistência à fratura dos dois grupos, bem como o desvio-padrão, respetivo a cada grupo estão representados na Tabela 3.

Tabela 3 - Valores médios de resistência à fratura \pm desvio-padrão, em cada grupo.

	Média	Desvio-padrão
Grupo 1	1140,6	363,7
Grupo 2	705,1	285

Grupo 1 – 5 kg de força; Grupo 2 – 10 kg de força.

No grupo 1, o valor médio de resistência à fratura foi de $1140,6 \pm 363,7$ N, enquanto que no grupo 2 foi de $705,1 \pm 285$ N.

Devido a um erro durante a fase de inclusão do desenho da coroa realizado no bloco de CAD/CAM, o espécime 10 do grupo 2 apresentava uma superfície oclusal não anatômica, e com maior espessura, comparativamente aos restantes espécimes. Assim, o mesmo não foi incluído no teste.

A distribuição dos valores obtidos nos 2 grupos encontra-se representada na Figura 10.

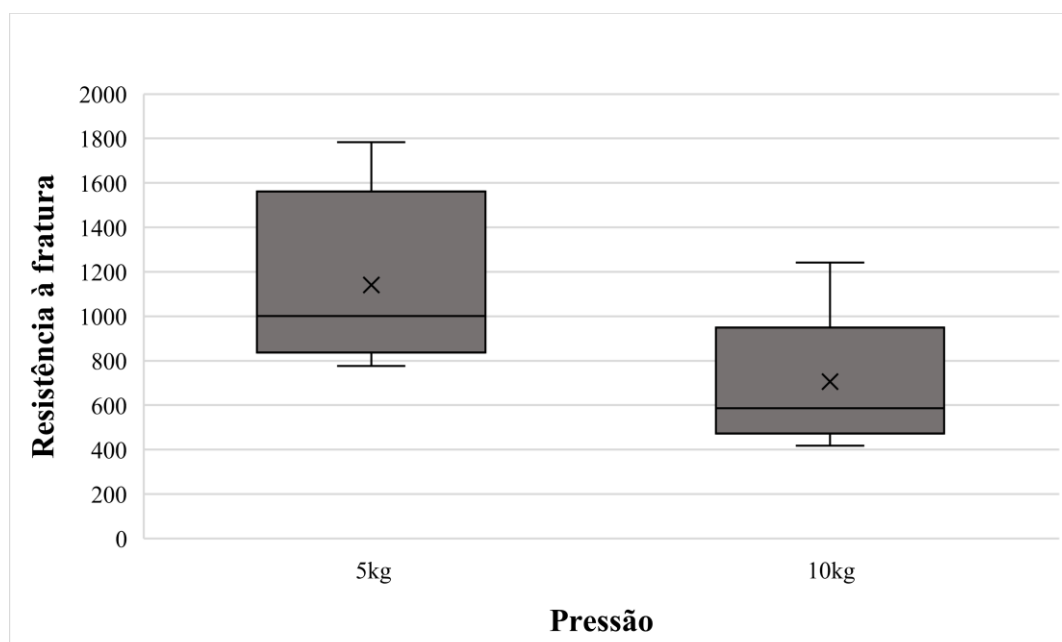


Figura 10 – Distribuição dos valores de resistência à fratura obtidos no presente estudo.

4.2 Análise Estatística

Sendo este um estudo piloto, foi necessário calcular o poder da amostra utilizada. Com recurso ao software *G*Power* (G*Power 3.1.3, Kiel, D), o poder da amostra foi estimado em 88%. Em termos estatísticos, este valor representa a probabilidade de ser detetada uma diferença significativamente estatística entre os dois grupos, considerando $p < 0,05$, e assumindo a diferença entre os valores médios de resistência à fratura obtidos nos dois grupos de estudo.

Tomando como variáveis em estudo os dois grupos de amostras, foi necessário proceder à avaliação da sua distribuição normal. Para tal, foi utilizado o teste de *Shapiro-Wilk*, no qual foi obtido um valor de $p = 0,051$ para o grupo 1, e um valor de $p = 0,199$ para o grupo 2 (Tabela 4).

Tabela 4 - Resultados do teste estatístico de *Shapiro-Wilk* para normalidade das variáveis em estudo.

Teste de <i>Shapiro-Wilk</i> ($p < 0,05$)	
Grupo 1	0,051
Grupo 2	0,199

Em termos estatísticos, estes resultados traduzem-se numa distribuição normal dos valores obtidos para ambos os grupos.

Assim, foi realizado o teste de *Levene* para igualdade de variâncias, bem como o teste T de amostras independentes, cujos resultados se encontram representados na Tabela 5.

Tabela 5 - Resultados dos testes estatísticos realizados.

Significância estatística ($p < 0,05$)	
Teste de <i>Levene</i> para igualdade de variâncias	0,385
Teste T de amostras independentes	0,010

O valor de $p=0,385$ obtido no teste de *Levene* para igualdade de variâncias permite-nos inferir a igualdade das variâncias nos dois grupos.

O teste T de amostras independentes produziu um valor de $p=0,010$, o que nos permite rejeitar a hipótese nula (H_0), e assumir a hipótese em teste (H_1). Ou seja, existe uma diferença estatisticamente significativa entre os resultados dos dois grupos em estudo, o que nos permite inferir que o aumento da pressão de cimentação se traduz numa diminuição da resistência à fratura das coroas de cerâmica híbrida usadas.

Foi ainda realizado um teste de Correlação de *Spearman* (ρ), de forma a estabelecer uma relação entre o aumento da pressão de cimentação, e a diminuição da resistência, que obteve um valor de $\rho=-0,577$, o que sugere uma correlação negativa moderada entre o aumento da pressão de cimentação e a diminuição da resistência à fratura.

5. Discussão

No presente estudo piloto, foi testada a influência da pressão de cimentação na resistência à fratura de coroas de cerâmica híbrida cimentadas sobre preparos *knife-edge*. Foram testadas 20 coroas de cerâmica híbrida GC Cerasmart270® (GC Corporation, Tokyo, Japan), cimentados com recurso a cimento de resina auto-adesivo GC G-CEM LinkAce® (GC Corporation, Tokyo, Japan), sobre um preparo em liga de cromo-cobalto Zirkonzahn *Sintermetall* (Zirkonzahn GMBH, Áustria).

Os resultados obtidos no presente estudo piloto permitiram rejeitar a hipótese nula, ou seja, o aumento da pressão de cimentação diminui significativamente a resistência à fratura de coroas de cerâmica híbrida cimentadas sobre preparos *knife edge*. Houve diferenças significativas entre os grupos 1 e 2, sujeitos a 5 kg e 10 kg de pressão respetivamente ($p=0,010$), sendo o valor médio \pm desvio-padrão do grupo 1 de $1140,6 \pm 363,7$ N, enquanto que no grupo 2 foi de $957,4 \pm 841,9$ N.

Sabe-se que a pressão aplicada durante a cimentação de restaurações protéticas pode aumentar as forças de adesão e reduzir a interferência de fluídos da dentina subjacente, na cimentação com cimentos de resina com dupla polimerização, segundo Chieffi em 2007. (32)

Estudos realizados por Karipidis & Peason, em 1988, afirmam também que a força de cimentação do fosfato de zinco aumenta com o aumento da força aplicada. (33)

White et al., em 1992, verificaram que a espessura do cimento de fosfato de zinco diminui proporcionalmente à força aplicada. (34)

Wang et al., em 1992, confirmaram também que o assentamento da restauração protética melhora também com o aumento da pressão de cimentação, com pressões de assentamento até 5 kg. Pressões superiores não apresentaram melhorias significativas do assentamento das restaurações protéticas. (35)

Na presente literatura, não existem estudos que avaliem a influência da pressão de cimentação na resistência à fratura de coroas CAD/CAM através da utilização de cimentos do tipo auto-adesivo.

A literatura clássica apresenta-nos um estudo, realizado por Jorgensen em 1960, no qual foram avaliados fatores como pressão de cimentação, duração da pressão de cimentação e ângulo da preparação dentária, e a sua influência na espessura resultante de cimento de fosfato. Segundo este estudo, a aplicação de pressões superiores a 5 kg de pressão não é significativa em cimentos de fosfato de zinco, bem como prolongamento desta pressão além de 1 minuto. (36) Tendo estes fatores em conta, o presente estudo foi desenhado para verificar a influência da pressão de cimentação na resistência à fratura de coroas cimentadas sobre preparos com margem *knife-edge*. Foram utilizadas pressões de 5 e 10 kg durante 1 minuto, tendo sido verificada uma diferença estatisticamente significativa entre os dois grupos em estudo. Futuros estudos poderiam verificar a influência do tempo durante o qual é exercida uma pressão constante na resistência à fratura.

No único estudo encontrado na literatura que avaliou a influência do tipo de preparação, assentamento e cimentação na resistência à fratura de coroas de cerâmica híbrida, realizado por Rosentritt et al, em 2015, observou-se que preparos mais retentivos, com espessura adequada de cimento e cimentação adesiva melhoram a performance *in vitro* de coroas em resina composta. (37)

No presente estudo foi utilizada cimentação auto-adesiva, devido ao facto de o substrato ser metálico, não havendo qualquer tipo de adesão a esmalte ou dentina, sendo que após a fratura dos espécimes foi observado um filme de cimento aderido à liga metálica de cromo-cobalto.

Preis et al, em 2015, avaliaram a influência da cimentação convencional, adesiva e auto-adesiva na performance *in vitro*, adaptação marginal e resistência à fratura de coroas de dissilicato de lítio reforçadas com zircónia. Os resultados demonstraram que diferentes cimentações não resultaram em diferenças estatisticamente significativas na resistência à fratura das coroas nos diferentes grupos, apesar dos valores mais altos de resistência à fratura terem sido obtidos com cimentação adesiva. (38)

Rojpaibool et al avaliaram a resistência à fratura de coroas de dissilicato de lítio aderidas a esmalte ou dentina com diferentes tipos de cimentos de resina e espessuras de cimento, e observaram que resistências à fratura superiores estavam relacionadas com menores espessuras de cimento, e com adesão a esmalte. Os cimentos adesivos *etch and rinse* apresentaram valores superiores de resistência à fratura, quando comparados com

cimentos auto-adesivos. (39) Maior pressão de cimentação poderá levar a uma menor espessura de cimento, e assim aumentar a resistência à fratura. (37)

Contudo, no presente estudo, o aumento da pressão de cimentação traduziu-se na diminuição de forma significativa da resistência à fratura das coroas cimentadas, em discordância com a literatura existente.

Tal pode ser explicado pelo estudo realizado por Ozer e col. em 2018, no qual foi avaliada a influência da pressão de cimentação na força de ligação de vários tipos de cimentos a várias subestruturas metálicas. Foram utilizadas pressões de 10 N e 50 N, e foi observado que em ligas de cromo-cobalto, o aumento da pressão de cimentação aquando da cimentação com resina auto-adesiva levou a uma diminuição não significativa da força de ligação do adesivo ao metal. Este resultado pode ser explicado por uma possível redução na espessura da camada de cimento presente, que vai causar uma alteração nas forças coesivas do cimento auto-adesivo. (40)

Tal como no estudo supracitado, a cimentação auto-adesiva no presente estudo foi realizada sobre um substrato metálico, em liga de cromo-cobalto, contudo, ao contrário do estudo realizado por Ozer et al., ocorreu uma redução significativa da resistência à fratura das coroas testadas.

Como referido anteriormente, durante a remoção dos espécimes observou-se a presença de um filme de cimento auto-adesivo aderido à liga de cromo-cobalto. Tal poderá ser atribuído à formação de uma camada de óxidos na sua superfície, que influencia o molhamento da sua superfície, e permite a formação de uma ligação química forte com o cimento. (40)

As diferenças entre os valores de resistência à fratura obtidos no presente estudo poderão também ser devidos à ocorrência de microfraturas nas coroas de resina composta aquando da aplicação de pressão durante a cimentação, que poderão também ter influenciado os valores obtidos.

Apesar de o material utilizado não ser indicado para utilização com margens *knife edge*, o material apresentou aquando da fresagem uma espessura de margem uniforme e bem definida, com aparente adaptação marginal.

Não se encontram estudadas neste material diferenças na resistência à fratura, quando comparados espécimes preparados com margens horizontais e margens

verticais, pelo que seriam necessários mais estudos para se poder inferir indicações clínicas para a utilização deste material sobre uma margem em detrimento da outra.

É importante ter em consideração, contudo, as limitações do presente estudo. O objetivo inicial do presente estudo era avaliar o comportamento em termos de resistência à fratura de coroas em dissilicato de lítio, e a influência da pressão de cimentação na mesma. Contudo, devido a limitações a nível de restrição de tempo para completar o presente estudo, de obtenção dos materiais necessários e monetários, o material possível de ser obtido através da respetiva casa comercial foram 20 blocos de cerâmica híbrida GC Cerasmart270® (GC Corporation, Tokyo, Japan). Devido ao reduzido número de amostras que foi possível obter, foi decidido que o presente estudo *in vitro* seria um estudo-piloto, e assim ajudar a formular hipóteses e possíveis estudos futuros a executar.

Sendo este um estudo-piloto *in vitro*, é importante olhar com sentido crítico para os resultados obtidos, e extrapolar devidamente para a prática clínica. Os espécimes foram testados sobre um preparo em liga de cromo-cobalto, diferente da dentina no que toca às suas propriedades físicas e mecânicas. A liga utilizada apresenta uma resistência à flexão de 1310 MPa e um módulo de elasticidade de 240 GPa, que comparada com a medida em pré-molares por Ziskind et al em 2011, que estimou valores de dureza entre 0,60 GPa e 1,34 GPa e um módulo de elasticidade entre 17,4 e 29,3 GPa, pelo que estes valores devem ser tidos em conta, aquando de uma situação clínica, ou na realização de testes *in vitro* em espécimes dentários humanos. (41)

É também importante ter em consideração os valores de carga oclusal a que um dente pré-molar se encontra sujeito. Ferrario et al, em 2004, avaliou a força de mordida em jovens, e verificou que na região pré-molar, esta apresenta valores médios, em sujeitos do género feminino, de $178,54 \pm 77,20$ N na região dos primeiros pré-molares, e $206,01 \pm 86,52$ N na região dos pré-molares. Por outro lado, em sujeitos do género masculino, a força de mordida na região dos primeiros pré-molares é, em média, de $254,08 \pm 72,20$ N e de $291,36 \pm 57,29$ N na região dos segundos pré-molares. (42)

De acordo com os resultados obtidos no presente estudo, é seguro afirmar-se que a utilização deste tipo de materiais sobre margens *knife-edge* poderá estar indicada, dados os valores de resistência à fratura obtidos, em que o valor mais baixo obtido foi

de 418N, ainda assim superior à força de mordida na região dos segundos pré-molares, em jovens adultos do género masculino.

Contudo, seria pertinente a avaliação deste material em estudos futuros, no que toca à sua resistência à fratura após realização de cargas cíclicas, bem como após simulação do envelhecimento do material, de forma a melhor extrapolar resultados para a prática clínica diária.

Sendo este um estudo piloto, foi necessário calcular o poder da amostra utilizada, de forma a perceber se em estudos futuros é necessária uma maior amostra.

Com recurso ao software *G*Power* (G*Power 3.1.3, Kiel, D), o poder da amostra foi estimado em 88%. Em termos estatísticos, este valor representa a probabilidade de ser detetada uma diferença significativamente estatística entre os dois grupos, considerando $p < 0,05$, e assumindo a diferença entre os valores médios de resistência à fratura obtidos nos dois grupos de estudo. Estudos semelhantes presentes na literatura reportam poderes de amostra superiores a 90% (37, 39). Assim, em estudos futuros, seria importante a utilização de uma amostra superior, para que a probabilidade de ser detetada uma diferença significativamente estatística entre os dois grupos seja superior, e de forma a que o poder da amostra seja superior a 90%. Assim, o valor de $p = 0,010$ obtido no teste T de amostras independentes pode ser interpretado como consequência direta do tamanho da amostra utilizada, e podemos conjecturar que a utilização de uma amostra maior poderia produzir resultados diferentes.

Como referido anteriormente, um dos espécimes testados produziu um valor discrepante, no que toca à sua resistência à fratura. Tal deveu-se a um erro na fresagem do espécime, que resultou numa espessura superior da sua face oclusal, e consequentemente num valor extremo de resistência à fratura. Por este valor poder influenciar negativamente os resultados, não foi tido em conta na análise estatística.

6. Conclusão

De acordo com as limitações do presente estudo, as seguintes conclusões podem ser elaboradas:

1 – O aumento da pressão de cimentação pode reduzir de forma significativa a resistência à fratura de coroas de cerâmica híbrida cimentadas sobre preparos com margem *knife-edge* em crômio cobalto, com recurso a cimento auto-adesivo,

2 – Os valores obtidos de resistência à fratura são superiores ao descrito na literatura como força máxima para a região pré-molar.

3 – A utilização de espécimes dentários humanos poderá influenciar os valores de resistência à fratura de coroas de cerâmica híbrida cimentadas sobre preparos com margem *knife-edge*.

7. Referências Bibliográficas

1. Duret F, Blouin JL, Duret B. CAD-CAM In Dentistry. JADA,1988(117);715-20;
2. Mörmann WH. The evolution of the CEREC system. JADA 2006;137(9 supplement):7S-13S;
3. Al-Mussawi RMA, Farid F. Computer-Based Technologies in Dentistry: Types and Applications. Journal of Dentistry, Tehran University of Medical Sciences, Tehran, Iran (2016; Vol. 13, No. 3);
4. Baroudi K, Ibraheem S. Assessment of Chair-side Computer-Aided Design and Computer-Aided Manufacturing Restorations: A Review of the Literature. Journal of International Oral Health 2015; 7(4):96-104;
5. Giordano R. Materials for chairside cad/cam-produced restorations. J Am Dent Assoc 2006. 137:14S–21S;
6. Mainjot AK, Dupont NM, Oudkerk JC, Dewael TY, Sadoun MJ. From Artisanal to CAD-CAM Blocks: State of the Art of Indirect Composites. Journal of Dental Research, vol. 95, no. 5, pp. 487–495, 2016.
7. Alt V, Hannig M, Wöstmann B, Balkenhol M, 2011. Fracture strength of temporary fixed partial dentures CAD/CAM versus directly fabricated restorations. Dent Mater. 27,339–347;
8. Mörmann W, Stawarczyk B, Ender A, Sener B, Attin T, Mehl A. Wear characteristics of current aesthetic dental restorative CAD/CAM materials: Two-body wear, gloss retention, roughness and Martens hardness. J Mech Behav Biomed Mater. 2013; 20(4):113-25;
9. Jakob, F, Jungbauer G, Schneider J, Malyk D, Edelhoff D, Hickel R, Huth K. Biocompatibility of new CAD/CAM-machinable materials for provisional long-term restorations. In: Proceedings of the 45th IADR Meeting, Barcelona, Abstr 134462;
10. Stawarczyk B, Özcan M, Trottman A, Hämmerle CHF, Roos M. Evaluation of flexural strength of hiped and presintered zirconia using different estimation methods of Weibull statistics. J Mech Behav Biomed Mater. 2012;10:227-34;

11. Zhang Y, Kelly JR. Dental ceramics for restoration and metal-veneering. *Dent Clin North Am.* 2017 October; 61(4): 797–819. doi:10.1016/j.cden.2017.06.005;
12. Kuwata M. Gingival margin design of abutments for ceramometal restorations. *Quintessence Dent Technol* 1979;10:27-38;
13. Pardo G. A full cast restoration design offering superior marginal characteristics. *J Prosthet Dent* 1982;38:539-43;
14. Gargiulo AW, Wentz FM, Orban B. Dimensions and Relations of the Dentogingival Junction in Humans. *Journal of Periodontology*, 32(3), 261–267. doi:10.1902/jop.1961.32.3.261;
15. Becker CM, Kaldahl WB. Current theories of crown contour, margin placement and pontic design. *J Prostht Dent* 2005;93(2):107-15;
16. Spear F. Using Margin Placement to Achieve the Best Anterior Restorative Esthetics. *J Am Dent Assoc [Internet]. American Dental Association*; 2009;140(7):920–6;
17. Reeves WG. Restorative margin placement and periodontal health. *J Prosthet Dent* 1991;66(6):733-36;
18. Schmitt J, Wichmann M, Holst S, Reich S. Restoring severely compromised anterior teeth with zirconia crowns and feather-edge margin preparations: a 3-year follow-up of a prospective clinical trial. *Int J Prosthodont.* 2010 Mar-Apr;23(2):107-9;
19. Gavelis. JR, Morency, JD, Riley, ED, Sozio, RR: The effect of various finish line preparations on the marginal seal and occlusal seat of full crown preparations. *J Prosthet Dent* 1981;45:138;
20. Loi I, Felice AD. Biologically oriented preparation technique (BOPT): a new approach for prosthetic restoration of periodontically healthy teeth. *Eur J Esthet Dent* 2013;9(1);10–23;
21. Rosenstiel SF, Land MF, Crispin BJ. Dental luting agents: A review of the current literature. 1998;80(3);
22. Ladha K, Verma M. Conventional and Contemporary Luting Cements: An Overview. *J Indian Prosthodont Soc.* 2010 Jun; 10(2): 79–88;

23. Burgess, J. O., Ghuman, T., Cakir, D., & Swift Jr., E. J. (2010). Self-adhesive resin cements. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 22(6), 412–419. doi:10.1111/j.1708-8240.2010.00378.x;
24. Black MA, Bayne SC, Peterson CA, Smith LR, Thompson JY. Effect of power toothbrushing on simulated wear of dental cement margins. *J Dent Hyg*. 2007;81:1–12;
25. Makkar S, Malhotra N. Self-adhesive Resin Cements: A New Perspective in Luting Technology. *Dent Update* 2013; 40: 758–768;
26. Radovic I, Monticelli F, Goracci C, Vulicevic ZR, Ferrari M. Self-adhesive resin cements: a literature review. *J Adhes Dent* 2008; 10: 251–258;
27. Tay FR, Suh BI, Pashley DH, Prati C, Chuang SF, Li F. Factors contributing to the incompatibility between simplified-step adhesives and dualcured composites. Part II: Single bottle, total-etch adhesives. *J Adhes Dent* 2003; 5: 91–105;
28. Ferracane J, Stansbury J, Bruke T. Self-adhesive resin cements – chemistry, properties and clinical considerations. *J Oral Rehabil* 2011 38; 295–314;
29. Piwowarczyk A, Lauer H-C. Mechanical properties of luting cements after water storage. *Oper Dent* 2003; 28: 535–542;
30. Pedreira APRV, Pegoraro JF, de Goes MF, Pegoraro TA, Carvalho RM. Microhardness of resin cements in the intraradicular environment: Effects of water storage and softening treatment. *Dent Mater* 2009; 25: 868–876;
31. Kious AR, Roberts HW, Brackett WW. Film thickness of recently introduced luting cements. *J Prosthet Dent* 2009; 101: 189–192;
32. Chieffi N, Chersoni S, Papacchini F, Vano M, Goracci C, Davidson CL, et al. The effect of application sustained seating pressure on adhesive luting procedure. 2006; 3:159–64;
33. Karipidis A, Pearson GJ. The effect of seating force and powder/liquid ratio of zinc phosphate cement on the retention of. *J Oral Rehabil* 1988; 15: 333-337;
34. White SN, Yu Z, Kipnis V. Effect of seating force on film thickness of new adhesive luting agents. *J Prosthet Dent* 1992;68:476-81;

35. Wang CJ, Millstein PL, Nathason D. Effects of cement, cement space, marginal design, seating aid materials, and seating force on crown. *J Prosthet Dent* 1992; 67: 786-790.
36. Jorgensen KD. Factors affecting the film thickness of zinc phosphate cements. *Acta Odontol Scand* 1960;18(4):479-90;
37. Rosentritt M, Preis V, Behr M, Hahnel S, Cam CAD. Influence of preparation, fitting, and cementation on the vitro performance and fracture resistance of CAD / CAM crowns. *J Dent* [Internet]. 2017;65(May):70–5. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.jdent.2017.07.0061>.
38. Preis V, Behr M, Hahnel S, Rosentritt M. Influence of cementation on in vitro performance, marginal adaptation and fracture resistance of CAD / CAM-fabricated ZLS molar crowns. *Dent Mater* [Internet]. 2015;1–7. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.dental.2015.08.154>
39. Rojpaibool T, Leevailoj C. Fracture Resistance of Lithium Disilicate Ceramics Bonded to Enamel or Dentin Using Different Resin Cement Types and Film Thickness. *J Prosth* 2017;26:141–9.
40. Ozer F, Pak-Tunc E, Dagli N, Ramachandran D, Sem D, Blatz M. Shear bond strength of luting cements to fixed superstructure metal surfaces under various seating forces. *J Adv Prosthodont* 2018;10:340-6.
41. Ziskind D, Hasday M, Cohen SR, Wagner HD. Young's modulus of peritubular and intertubular human dentin by nano-indentation tests. *J Struct Biol* [Internet]. 2011;174(1):23–30. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.jsb.2010.09.010>
42. Ferrario V, Sforza C, Serrao G, Dellavia C, Tartaglia M. Single tooth bite forces in healthy young adults. *J Oral Rehabil* 2004;31:18-22.